

Rec'd PCT/JP 11 MAR 2005

PCT/JP03/11701

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

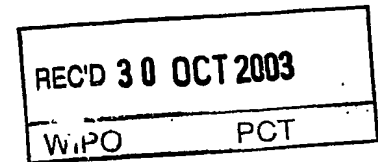
12.09.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2002年 9月12日

出 願 番 号
Application Number: 特願2002-266864
[ST. 10/C]: [JP2002-266864]



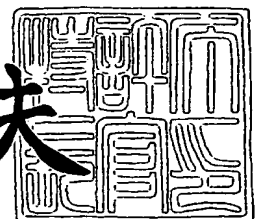
出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2003年10月17日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 PE28768

【提出日】 平成14年 9月12日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 馬場 博隆

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 森 修

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100098017

【弁理士】

【氏名又は名称】 吉岡 宏嗣

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 055181

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 生体組織の動き追跡方法、その追跡方法を用いた画像診断装置及び生体組織の動き追跡プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の断層像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる動画像を表示する表示部とを備えた画像診断装置において、前記断層像の追跡したい部位をマークにより指定する操作部と、前記マークで指定した部位に対応する前記断層像を抽出し、前記断層像の動きを前記マークにより追跡する追跡手段を備えることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】 被検体の断層像を撮像して得られる動画像を表示する表示部と、前記断層像の追跡したい部位をマークにより指定する操作部と、前記断層像から前記マークで指定した部位に対応する画像部位を抽出し、該画像部位の動きを追跡して前記マークの表示位置を移動させる追跡手段を備えて成る画像診断装置。

【請求項 3】 被検体の断層像を撮像して得られる動画像を表示する表示部と、前記断層像の追跡したい部位をマークにより指定する操作部と、前記断層像から前記マークで指定した部位に対応する画像部位の動きを追跡する追跡手段と、前記表示部に表示される前記マークを前記動画像の動きに合わせて移動表示させる制御手段とを備えて成る画像診断装置。

【請求項 4】 被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を表示する第 1 ステップと、該表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に、目印を重畳表示させる指令を入力して前記指定部位を設定する第 2 ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第 3 ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第 4 ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第 5 ステップとを含んでなる生体組織の動き追跡方法。

【請求項 5】 前記第 4 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応

する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることを特徴とする請求項 4 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 6】 前記第 4 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 7】 前記第 4 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 8】 前記動画像を超音波撮影法により撮影し、かつ該動画像に対応する RF 信号を記憶しておき、

前記第 4 ステップは、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 RF 信号を抽出し、該抽出した複数の RF 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 9】 前記抽出された局所画像を前記切出し画像とし、前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して前記第 4 ステップと前記第 5 ステップを繰り返し実行して、前記指定部位の移動先座標を順次求めることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 10】 前記切出し画像のサイズは、前記指定部位の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域であることを特徴とする請求項 4 乃至 9 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 11】 前記第 4 ステップにおいて、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索範囲は、前記切出し画像よりも設定画素数大きい領域に設定されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 12】 前記指定部位の移動先に前記動画像に重ねて前記目印を表示することを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 13】 前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、前記動画像に重ねて前記目印の移動軌跡を表示することを特徴とする請求項 12 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 14】 前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも 1 つを求める第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 15】 前記指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも 1 つの変化を線図で表示することを特徴とする請求項 14 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 16】 前記指定部位を心筋の心壁に複数設定し、各指定部位の移動方向を求め、移動方向の基準点を重心とし該重心に向かう方向とその反対方向の色を代えて、その時間変化を画像表示することを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 17】 前記移動速度に応じて輝度変調をかけることを特徴とする請求項 16 に記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 18】 前記指定部位を少なくとも 2 つ設定し、該 2 つの指定部位の移動先座標を記憶しておき、該 2 つの指定部位の距離と、その距離の変化と、その距離の変化速度と、その距離の変化率の少なくとも 1 つを算出する第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動

き追跡方法。

【請求項 19】 前記指定部位を心筋を挟んで少なくとも 2 つ設定し、心筋の厚み、厚み変化、厚み変化速度、厚み変化率の少なくとも 1 つを算出する第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 20】 前記指定部位を心室の内壁に沿って複数し、該複数の指定部位を結ぶ直線又は該直線の近似曲線に基づいて心室の容積及び該容積の変化を求めることを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。

【請求項 21】 被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される記憶部と、前記動画像を表示可能な表示部と、指令を入力する操作部と、前記表示部に表示される前記動画像の生体組織の動きを追跡する自動追跡部と、前記記憶部と前記表示部と前記操作部と前記自動追跡部とを接続してなる信号伝送路とを有してなり、

前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一のフレーム画像を前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令とを入力する手段を備え、

前記自動追跡部は、前記表示部に表示された前記一のフレーム画像の前記目印の位置に対応する前記指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段とを備えてなる画像診断装置。

【請求項 22】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像として抽出することを特徴とする請求項 21 に記載の画像診断装置。

【請求項 23】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 21 に記載の画像診断装置。

【請求項 24】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 21 に記載の画像診断装置。

【請求項 25】 前記記憶部に記憶される前記動画画は超音波撮影法により撮影され、かつ前記記憶部に前記動画画に対応する RF 信号が記憶されてなり、
前記移動追跡手段は、前記座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 RF 信号を抽出し、該抽出した複数の RF 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項 21 に記載の画像診断装置。

【請求項 26】 前記切出し画像追跡手段は、前記抽出された局所画像を前記切出し画像として前記動画画のさらに他のフレーム画像に対して繰り返し実行して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を順次抽出し、前記移動量演算手段と前記移動追跡手段は、順次抽出される一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求め、求めた座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求めることを特徴とする請求項 21 乃至 25 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 27】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像よりも設定画

素数大きい領域に設定される検索範囲について、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索を行なうことを特徴とする請求項 21 乃至 26 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 28】 前記自動追跡部は、前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、前記動画像に重ねて前記目印の移動軌跡を表示することを特徴とする請求項 21 乃至 27 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 29】 前記自動追跡部は、前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも 1 つを求めて、その変化を線図で前記表示部に表示することを特徴とする請求項 21 乃至 28 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 30】 前記自動追跡部は、前記操作部から入力設定される少なくとも 2 つの前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該 2 つの指定部位の距離と、その距離の変化と、その距離の変化速度と、その距離の変化率の少なくとも 1 つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 21 乃至 28 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 31】 前記自動追跡部は、前記操作部から心筋を挟んで入力設定される少なくとも 2 つの前記指定部位に基づいて、心筋の厚み、厚み変化、厚み変化速度、厚み変化率の少なくとも 1 つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 21 乃至 28 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 32】 前記自動追跡部は、前記操作部から入力設定される心室の内壁に沿った複数の前記指定部位の移動先を求め、該複数の指定部位を結ぶ直線又は該直線の近似曲線に基づいて心室の容積及び該容積の変化を求めて前記表示部に表示することを特徴とする請求項 21 乃至 28 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 33】 操作卓からの指令に応じて記憶部から被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を読み出して表示部に表示させる第 1 ステップと、該表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令入力を要求する第 2 ステップと、該要求に応じて操作卓から入力設定された前記目印に対応する生体組織の指定部位の座

標を求める第3ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第4ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第5ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第6ステップとを含んでなる生体組織の動き追跡プログラム。

【請求項34】 前記第5ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることを特徴とする請求項33に記載の生体組織の動き追跡プログラム。

【請求項35】 前記第5ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項33に記載の生体組織の動き追跡プログラム。

【請求項36】 前記第5ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項33に記載の生体組織の動き追跡プログラム。

【請求項37】 前記動画像は超音波撮影法により撮影されかつ該動画像に対応するRF信号が前記記憶部に記憶されてなり、

前記第5ステップは、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する

複数の前記 R F 信号を抽出し、該抽出した複数の R F 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項 33 に記載の生体組織の動き追跡プログラム。

【請求項 38】 前記抽出された局所画像を前記切出し画像とし、前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して前記第 5 ステップと前記第 6 ステップを繰り返し実行して、前記指定部位の移動先座標を順次求めることを特徴とする請求項 33 乃至 37 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断画像、磁気共鳴画像又は X 線 C T 画像に適用される生体組織の動態の追跡方法、その追跡方法を用いた画像診断装置及びそのプログラムの技術に属する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置、磁気共鳴イメージング (M R I) 装置、及び X 線 C T 装置等の画像診断装置は、いずれも被検体の検査部位に係る断層像などをモニタに表示して診断に供するものである。例えば、心臓や血管等の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、それらを構成する生体組織（以下、組織と総称する）の動きを断層像により観察して、それら臓器等の機能を診断することが行なわれている。

【0003】

特に、心臓などの機能を定量的に評価できれば、診断の精度が一層向上することが期待されている。例えば、従来、超音波診断装置により得られた画像から心壁の輪郭を抽出し、その心壁輪郭に基づいて心室等の面積、体積、それらの変化率等から心機能（心臓ポンプ機能）を評価したり、局所の壁運動を評価して診断することが試みられている（特許文献 1）。また、ドプラ信号等の計測信号に基づいて組織の変位を計測して、例えば局所的収縮又は弛緩の分布を撮像し、これに基づいて心室の運動が活性化している場所を正確に決定したり、あるいは収縮

期の心臓壁の厚さを計測する等、定量的に測定する方法が提案されている（特許文献2）。さらに、時々刻々変化する心房や心室の輪郭を抽出して、その輪郭を画像に重ねて表示するとともに、これに基づいて心室等の容量を求める技術が提案されている（特許文献3）。

【0004】

【特許文献1】

特開平9-13145号公報

【特許文献2】

特表2001-518342号公報

【特許文献3】

米国特許第5322067号公報（USP5, 322, 067）

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記の従来技術は、いずれも心臓の全体的な機能を評価するための手法にとどまり、心筋などの各組織の動きである組織動態を計測することについては配慮されていない。特に、心壁の輪郭を画像処理により抽出し、その輪郭に基づいて心壁の厚みなどを計測する従来技術は、必ずしも十分な精度を得るまでには至っていない。

【0005】

一般に、例えば、血栓等によって心筋に血が通わなくなると、心筋の動きが低下する等の因果関係があるといわれている。したがって、心室を構成する心筋の動きや厚みの変化など、心臓の各組織の動態を定量的に計測できれば、治療法などを決定する際の有効な診断情報を提供できる。例えば、虚血の程度がわかれば、冠動脈再生術などの心臓の治療法選択及び治療部位を特定する指標として有効である。また、弁輪部の動態を定量的に計測できれば、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つとして研究がなされている。

【0006】

このような組織動態を定量的に計測したい対象は、心臓に限らず、血管についても要望されている。つまり、頸動脈などの大血管壁の脈波を定量的に計測できれば、動脈硬化の診断に有効であるとされている。

【0007】

そこで、本発明は、断層像を用いて組織の動きを定量的に計測することを第1の課題とする。

【0008】

また、本発明は、組織の動きに関する種々の情報を定量的に計測することを第2の課題とする。

【0009】

また、本発明は、組織の動きの軌跡を画像上に表示することを第3の課題とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明は、次に述べる手段により、上記課題を解決するものである。

【0011】

本発明の画像診断装置は、被検体の断層像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる動画像を表示する表示部とを備えた画像診断装置において、前記断層像の追跡したい部位をマークにより指定する操作部と、前記マークで指定した部位に対応する前記断層像を抽出し、前記断層像の動きを前記マークにより追跡する追跡手段を備えることを特徴とする。この場合、撮像手段を別に設ける構成としてもよい。また、追跡手段は、マークにより指定された画像部位の動きを追跡して、マークの表示位置を移動させる表示制御手段を備えてもよい。

【0012】

また、本発明の生体組織の動き追跡方法は、被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を表示する第1ステップと、該表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に、目印を重畳表示させる指令を入力して前記指定部位を設定する第2ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第3ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第4ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第5ステ

ップとを含んでなることを特徴とする。

【0013】

すなわち、動きを追跡したい生体組織の指定部位を動画像の一のフレーム画像（静止画像）上に、指定点などの目印を重ねて表示させることにより指定する。そして、その目印に対応した指定部位を含む領域を、予め定めたサイズの切出し画像として自動で設定するか、又はその静止画像上において切出し画像の領域枠を入力設定する。次に、設定された切出し画像が続くフレーム画像のどこに移動したかを、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を検索する、いわゆるブロックマッチング法等の画像処理技術によって追跡する。これによって、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を、切出し画像の移動先として追跡できる。そして、移動前後の切出し画像の座標差が、指定部位の移動前後の座標差に相当する。

【0014】

したがって、移動前後の切出し画像の座標差に基づいて、指定部位の移動方向及び移動量を計測することができるから、指定部位の動きを定量的に計測することができる。例えば、指定部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。さらに、これらの計測情報の変化を線図で表示部に表示させることにより、観者は、指定部位の動きを容易に観察することができる。

【0015】

このような追跡処理を、検索により抽出された画像の一致度が最も高い局所画像局所画像を新たな切出し画像として、動画像のさらに他のフレーム画像に対してブロックマッチング法を適用することにより、指定部位の移動先座標を順次求めることができる。そして、指定部位の移動先座標を記憶しておき、その移動先の座標位置に目印を動画像に重ねて表示することにより、指定部位の移動軌跡を表示することができる。これにより、指定部位の動きを観察することが容易になる。

【0016】

例えば、生体組織に指定部位を2ヶ所設定すれば、例えば心筋を挟んで少なく

とも2つの指定部位を設定すれば、2つの指定部位の距離と、その距離の変化と、その距離の変化速度と、その距離の変化率、つまり心筋の厚み、厚み変化、厚み変化速度等を定量的に計測できる。この場合において、それらの心臓に係る計測値の線図と心電波形とを時間軸を関連させて表示することにより、一層診断の精度を向上できる。つまり、心筋動態の追跡や心筋厚の変化を定量的に追跡できることから、虚血性心疾患において虚血部位を特定することが可能になる。また、心筋動態を定量化できるから、虚血の程度がわかり、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位特定の指標にできる。さらに、弁輪部の動きを追跡できれば、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つ可能性がある。

【0017】

また、指定部位を心筋に沿って複数設定し、各指定部位の移動方向を求め、心筋の移動方向の基準点を重心とし、該重心に向かう方向とその反対方向の色を代えて、その時間変化を画像表示することができる。これによれば、心臓のポンプ機能を画像表示により容易に把握することができる。この場合、移動速度に応じて輝度変調をかけることができる。さらに、指定部位を心室の内壁に沿って複数し、複数の指定部位を結ぶ直線又は該直線の近似曲線に基づいて心室の容積及び該容積の変化を求めることができる。これによれば、心室の容積変化などの動態情報（動きの情報）を定量的に、かつ精度よく計測することができる。

【0018】

また、本発明は、心臓の各部位の動きを計測することに限らず、頸動脈などの大血管壁の脈波計測に適用できる。例えば、血管壁の長手方向に複数の指定部位を設定し、それらの指定部位の移動量を定量的に計測して比較することにより、動脈硬化の程度がわかる。

【0019】

ここで、本発明のブロックマッチング法の具体例について説明する。本発明のブロックマッチング法には、下記の(1)～(4)の方法を適用できる。

(1) 基本処理方法

この基本処理方法は、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差

の絶対値を求め、その絶対値の総和（SAD値）が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることにある。

【0020】

この場合の精度は、画素の解像度に依存するから、画素が粗い場合は生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化が粗くなり、指定部位の移動軌跡や動きの変化を表す線図が滑らかなものとならない場合がある。

【0021】

そこで、本発明は、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとするため、次の改良案（2）～（4）を採用することができる。

（2）サブピクセル法

この方法は、切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする。

【0022】

すなわち、（1）の基本処理方法により得られた指標値の配列（ i, j ）（但し i, j は整数）の列間と行間に、隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を求め、その拡大配列において最小指標値の位置を求めることにより、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くするようにしたのである。これにより、解像度が高くなった分だけ、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとすることができる。

（3）高速サブピクセル法

この高速サブピクセル法は、（2）のサブピクセル法によれば指標値及び補間指標値の数が多くなるから演算処理に時間がかかるため、サブピクセル法を高速化することを狙いとするものである。

【0023】

そこで、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする。

【0024】

すなわち、配列 (i, j) における最小指標値の位置を中心に、その配列よりも小さい配列の拡大配列を求めて、計算量を少なくして高速化することにある。したがって、この方法によれば、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとするに加えて、処理時間を短縮できる。

(4) RF 信号による補正法

この方法は、動画像を超音波撮影法により撮影し、かつ該動画像に対応する RF 信号を記憶しておくことが条件である。まず、(1) の基本方法に加えて、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 RF 信号を抽出し、該抽出した複数の RF 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする。

【0025】

さらに、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する処理時間を短縮するため、その検索範囲を切出し画像よりも設定画素数（例えば、上下左右に例えば 3~10 画素）大きい領域に設定することが好ましい。すなわち、生体組織の動きの範囲は、一般に、狭い領域に限られるからである。

【0026】

一方、上述の場合において、切出し画像のサイズは、指定部位の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。切出し画像のサイズが小さすぎると一致する局所画像が多く出現し、真の移動先を特定できない場合が生じたり、逆に大きすぎると動画像の画像領域からはみ出して計測できな

い場合が生ずるからである。

【0027】

本発明の画像診断装置は、被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される記憶部と、前記動画像を表示可能な表示部と、指令を入力する操作部と、前記表示部に表示される前記動画像の生体組織の動きを追跡する自動追跡部と、前記記憶部と前記表示部と前記操作部と前記自動追跡部とを接続してなる信号伝送路とを有してなり、前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一のフレーム画像を前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令とを入力する手段を備え、前記自動追跡部は、前記表示部に表示された前記一のフレーム画像の前記目印の位置に対応する前記指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段とを備えて構成することができる。

【0028】

また、本発明の生体組織の動き追跡プログラムは、操作卓からの指令に応じて記憶部から被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を読み出して表示部に表示させる第1ステップと、該表示された前記一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令入力を要求する第2ステップと、該要求に応じて操作卓から入力設定された前記目印に対応する生体組織の指定部位の座標を求める第3ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第4ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第5ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第6ステップとを含んでなることを特徴とする。

【0029】

【発明の実施の形態】**(実施の形態 1)**

本発明の生体組織の動き追跡方法を適用してなる一実施の形態の画像診断装置について、図 1～図 4 を用いて説明する。図 1 は本実施形態の生体組織の動き追跡方法の手順を示し、図 2 は図 1 の生体組織の動き追跡方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図 2 に示すように、画像診断装置は、被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される画像記憶部 1 と、動画像を表示可能な表示部 2 と、指令を入力する操作卓 3 と、表示部 2 に表示される動画像の生体組織の動きを追跡する自動追跡部 4 と、自動追跡部 4 の追跡結果に基づいて各種の計測情報を算出する動態情報算出部 5 と、これらを接続してなる信号伝送路 6 を含んで構成されている。画像記憶部 1 には、破線で示した診断画像撮像装置 7 から被検体の断層像を撮影してなる動画像がオンライン又はオフラインで格納されるようになっている。診断画像撮像装置 7 としては、超音波診断装置、磁気共鳴イメージング (MRI) 装置及び X 線 CT 装置等の診断装置が適用可能である。

【0030】

操作卓 3 は、画像記憶部 1 に格納された動画像の一のフレーム画像を表示部 2 に表示させる指令を入力可能に形成されている。また、その指令に応じて表示された一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令を入力可能に形成されている。

【0031】

自動追跡部 4 は、画像診断装置全体を制御する制御手段 8 と、表示部 2 に表示された一のフレーム画像の前記目印の位置に対応する指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段 9 と、画像記憶部 1 から動画像の他のフレーム画像を読み出して、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段 10 と、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差を求める移動量演算手段 11 と、その座標差に基づいて指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段 12 とを備えて構成されている。また、動態情報算出部 5 は、自動追跡部 4 で求められた指定部位の移動先座標に基づいて、

指定部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めるるとともに、これらの計測情報の変化を線図で表示部 2 に表示させる機能を有して構成されている。

【0032】

次に、本実施形態の画像診断装置の詳細な機能構成について、図 1 に示した処理手順に従って動作とともに説明する。まず、生体組織の動き追跡動作は、操作卓 3 から組織の動き追跡モードを選択する指令が入力されることによって開始する (S1)。自動追跡部 4 の制御手段 8 は、画像記憶部 1 から動画像の最初のフレーム画像 $f(t=0)$ を読み出して表示部 2 に表示させる (S2)。例えば、最初のフレーム画像 f_0 として図 3 に示す心臓の心室 21 の断層像が表示されたものとする。図 3 において、操作者が動きを追跡したい生体組織の指定部位として、心筋 22 の特定の部位を選択したい場合、操作者は操作部 3 のマウスなどを操作してフレーム画像 f_0 に重ねて目印である指定点 23 を表示させる。そして、その指定点 23 を移動操作して所望の指定部位に重畳表示させて指定部位を入力設定する。なお、図 3 において、符号 24 は僧帽弁である。

【0033】

指定点 23 が入力設定されると、制御手段 8 はフレーム画像 f_0 上の指定点 23 の座標を取込み、切出し画像設定手段 9 に送る (S3)。切出し画像設定手段 9 は、図 4 (a) に示す様に、指定点 23 の画像を中心として、縦横 $2(A+1)$ 画素 (但し A は自然数) のサイズの矩形領域を切出し画像 25 として設定する (S4)。ここで、切出し画像 25 のサイズは、指定点 23 の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。例えば、図 3 に示す様に、心筋 22 の境界を越える大きさの領域に設定する。これは、切出し画像 25 のサイズが小さすぎると一致する局所画像が多く出現し、真の移動先を特定できない場合が生じたり、逆に大きすぎるとフレーム画像 f_0 の画像領域からはみ出して計測できない場合が生ずるからである。

【0034】

切出し画像追跡手段 10 は、画像記憶部 1 から動画像の次のフレーム画像 f_1 を読み出し、切出し画像 25 と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を

抽出する (S5)。この抽出処理は、いわゆるブロックマッチング法と称される画像処理である。この抽出処理をフレーム画像 f1 の全領域について行なうと、処理時間がかかり過ぎる。そこで、抽出処理時間を短縮するため、本実施形態では、フレーム画像 f1 よりも十分に小さい、図 4 (b) に示す検索領域 26 について行なうようにしている。つまり、検索領域 26 は、切出し画像 25 に対して上下左右に一定の振り幅の画素数 B を付加した矩形領域とする。この画素数 B は、指定部位に係る組織の移動量よりも大きく、例えば 3 ~ 10 画素に設定する。これは、心臓などの循環器系の動く範囲は、通常の視野において、狭い領域に限られるからである。このようにして、検索領域 26 内の同一サイズの局所画像 27 を順次ずらして切出し画像 25 との画像の一致度を求める。

【0035】

次に、検索した複数の局所画像 27 の内で画像の一致度が最も高い局所画像 27 max を抽出し、局所画像 27 max を切出し画像 25 の移動先とし、局所画像 27 max の座標を求める (S6)。これらの画像の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の座標で代表する。そして、局所画像 27 max と切出し画像 25 の座標差を求め、これに基づいて指定点 23 の移動先座標を求めて記憶するとともに、表示部 2 のフレーム画像 f1 に重ねて表示する (S7)。なお、局所画像 27 max と切出し画像 25 における指定点 23 の相対位置は変化しないものとして扱っている。

【0036】

動態情報算出部 5 は、S7 で求められた指定点 23 の移動先座標をに基づいて、指定点 23 の動き、つまり指定部位の組織の動きに関する各種の計測情報を算出する (S8)。すなわち、移動前後の指定部位の座標に基づいて、移動方向及び移動量を定量的に計測することができる。また、指定部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。

【0037】

このようにして求めた計測情報に基づいて、さらに動態情報算出部 5 は、指定点 23 の移動に関する各種の計測情報、及びその変化をグラフで表示部に表示さ

せる（S 9）。これにより、観者は、指定部位の動きを容易に観察することができる。

【0 0 3 8】

次に、ステップ S 1 0 に進み、動画像の全てのフレーム画像について指定点 2 3 の追跡が終了したか否か判断し、未処理のフレーム画像があれば、ステップ S 5 に戻って S 5 ~ S 1 0 の処理を繰り返す。全てのフレーム画像について指定点 2 3 の追跡が終了した場合は、追跡処理動作を終了する。

【0 0 3 9】

上述したように、本実施形態によれば、ブロックマッチング法を適用することにより、指定点 2 3 の移動先の座標を順次求めることができるから、指定部位の動きを定量的に、かつ精度よく簡単に計測することができるから、診断の情報を的確に提供することができる。

【0 0 4 0】

ここで、上記実施形態を用いて、生体組織の指定部位の動きを計測してなる具体例について図 5 ~ 図 9 を用いて説明する。図 5 は、図 3 に示した指定点 2 3 の動きに関する計測情報を表示部 2 に表示した画像例であり、同図（a）は指定点 2 3 の移動軌跡を破線で動画像に重ねて表示する例である。同図（b）、（c）は、それぞれ指定点 2 3 の移動量の時間変化と移動速度が表示されている。また、同図（d）、（e）は、指定点 2 3 の移動軌跡を動画像に重ねて表示する別の例であり、同図（d）は直前の数フレーム画像分の軌跡を、同図（e）は移動軌跡を実線で表示している。

【0 0 4 1】

一方、図 6 は、心筋 2 2 の心壁を挟んで 2 つの指定点 2 3 を設定し、2 つの指定点 2 3 間の距離と、その距離の変化を計測し、それらをグラフにして表示部 2 に表示した例である。これにより、心筋の厚み及び厚み変化を定量的に把握することができる。この場合において、それらの心臓に係る計測値のグラフと、E C G 波形、心音波形、などの情報を表示部 2 に時間軸に関連させて表示することにより、一層診断の精度を向上できる。つまり、心筋動態の追跡や心筋厚の変化を定量的に追跡できることから、虚血性心疾患において虚血部位を特定することが

可能になる。また、心筋動態を定量化できるから、虚血の程度がわかり、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位特定の指標にできる。さらに、弁輪部 24 に指定点 23 を設定して、その動きを追跡すれば、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つことが期待できる。

【0042】

図 7 は、心筋 22 の壁部に複数（図示例は、9 点）の指定点 23 a ~ 23 i を設定し、それらの動きを追跡し、その移動情報に基づいて同図 (a) ~ (f) の表示を行なった例である。同図 (a) は、各指定点 23 a ~ 23 i の移動方向を求め、心壁の移動方向の基準点を重心とし、その重心に向かう方向とその反対方向の色を代えて、その時間変化を画像表示した例である。これによれば、心筋の動きを画像表示により容易に把握することができる。この場合、移動速度に応じて輝度変調をかけることができる。同図 (b) は、各指定点 23 a ~ 23 i の移動量に応じて、それらの点を結ぶ線の太さを変えて表示した例である。同図 (c) は、数フレーム画像前からの各指定点 23 a ~ 23 i の移動軌跡を表示した例である。同図 (d) は、各指定点 23 a ~ 23 i を線で結ぶとともに、それらの点の移動量を強調して表示した例である。同図 (e) は、同図 (c) に示すように各指定点 23 a ~ 23 i で囲まれたそれぞれの 4 辺形の面積の変化を表示した例であり、同図 (f) はその合計面積の時間変化をグラフにして表示した例である。

【0043】

図 8 は、心筋 22 の内部の全体に渡って複数の指定点 23 を設定した例であり、同図 (a) は心筋 22 の厚み方向の変位合計をグラフ化したものである。同図 (b) は、心筋の長さ方向の変位合計をグラフ化したものである。同図 (c) は、心筋 22 の長さ方向に縮むのをプラスとし、厚み方向に膨れる方向をプラスとして変位合計をグラフ化して表示した例である。同図 (d) は、複数の指定点 23 で囲まれた領域の面積変化の合計をグラフ化した例である。

【0044】

図 9 は、心筋 22 の内壁に沿って複数の指定点 23 を設定し、同図 (a) は、各指定点 23 が、各指定点により囲まれた領域（心室内）の重心に向かう方向を

例えば「赤」で表示し、離れる方向を例えば「青」で表示し、その移動速度によって輝度変調して表示した例である。また、同図(b)は、指定点23で囲まれた領域の面積の時間変化をグラフ化したものである。これによれば、心室の容積変化などの動態情報(動きの情報)を定量的に、かつ精度よく計測することができる。

(実施形態2)

図1の実施形態では、1つのフレーム画像についての指定点の追跡が終了する度に(S7)、その指定点の移動に基づいて組織の動きに関する各種情報を算出するとともに(S8)、それらの情報を表示部に表示する(S9)ようにした例を説明した。本発明はこれに限らず、図10に示すように、図1のステップS10をステップS7の後に配置し、全てのフレーム画像についての指定点の追跡が終了した後に、ステップS8、9の処理を実行するようにしてもよい。

(実施形態3)

図1の実施形態では、切出し画像25と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像27maxを抽出する画像処理法として、一般的なブロックマッチング法を例に説明したが、本発明の実施には、次に説明するSAD(Sum Absolute Reference)法が適している。図11に、SAD法の主要部の処理手順を示す。同図は、図1又は図10の1点鎖線で囲んだS20に対応する処理である。

【0045】

図11に示す様に、切出し画像追跡手段10は、画像記憶部1から動画の次のフレーム画像 f_t ($t=t+1$)を読み出し、図4に示したと同様に、切出し画像25との一致度を比較する検索領域26を設定する(S21)。そして、検索領域26から切出し画像25と同一サイズの局所画像を抽出する(S22)。次に、SAD法により、ステップS22で抽出した局所画像と切出し画像25の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め(S23)、その差の絶対値の総和SADを求めて、SAD行列($k, 1$)に記録する(S24)。すなわち、切出し画像25の指定点23のXY座標を(x, y)、切出し画像25内のXY座標を(m, n)、指定点23を中心とする切出し画像25のサイズを縦横2($A+1$)画素(但しAは自然数)、検索領域の振り幅の画素数をB(但しBは自然数)、検

索領域 26 の振り領域における振り位置の画素を (i, j) とすると、各局所画像の各画素値の差の絶対値の総和の $SAD(x, y, i, j)$ 値は、次の数 1 で表すことができる。なお、 $SAD(x, y, i, j)$ 値が最小の局所画像が、切出し画像 25 と画像の一致度が最も高い局所画像 27max になる。また、 $-B \leq i, j$ 、かつ $i, j \leq B$ の関係にある。

【0046】

【数 1】

$$SAD(x, y, i, j) = \sum_{m=-A}^A \sum_{n=-A}^A |f_1(x+m, y+n) - f_{i+j}(x+m+i, y+m+j)|$$

次いで、ステップ S 25 において、検索領域 26 の全域について局所画像の SAD 値を求めたか否か判断し、否定であればステップ S 22 に戻って、処理を繰り返す。肯定の場合は、SAD 値が最小の局所画像を求め、この局所 27max を切出し画像 25 の移動先とし、局所画像 27max の座標を求める (S 26)。この局所画像 27max の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の画素座標で代表する。そして、局所画像 27max と切出し画像 25 の座標差を求め、これに基づいて指定点 23 の移動先座標を求めて記憶するとともに、表示部 2 のフレーム画像 f1 に重ねて表示する (S 27)。なお、局所画像 27max と切出し画像 25 における指定点 23 の相対位置は変化しないものとして扱うのは、前記実施形態と同様である。

【0047】

ここで、SAD 法による画像追跡処理の具体例を、図 12 を用いて説明する。図示例は、説明を簡単にするために、切出し画像 25 のサイズを矩形の 9 画素領域とし、検索領域 26 についても矩形の 25 画素領域として説明する。つまり、同図 (a) に示す切出し画像 25 は、指定点 23 の画素を中心として $A = 1$ 画素に設定した例であり、同図 (b) に示す検索領域 26 は $B = 1$ 画素に設定した例である。これによれば、同図 (b) に示す様に、9 個の局所領域 27 について SAD 値を求めることになる。これにより、同図 (c) に示す SAD 行列 (i, j) が得られる。そして、例えば、SAD 行列 (i, j) の中央の SAD 値を基準として、各 SAD 行列 (i, j) の座標の相対値を求めて、同図 (d) の配列に変換す

る。

【0048】

上述したように、SAD法による画像追跡によれば、他のブロックマッチング法よりも短時間で、精度よく生体組織の指定部位の移動を計測できる。

【0049】

しかし、上述のSAD法による計測精度は、画素の解像度に依存する。したがって、画素が粗い場合は生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化が粗くなり、指定部位の移動軌跡や動きの変化を表す線図が滑らかなものとならない場合がある。そこで、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の解像度を上げて、計測値の変化を滑らかなものとするため、次に説明する実施形態4～6を適用して計測精度を改善することができる。

(実施形態4)

図13にSAD法を改善したサブピクセル法の処理手順を示す。図示のように、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、局所画像ごとに絶対値の総和である指標値(SAD値)を求め、この(SAD値)を複数の局所画像の位置に従って配列してSAD行列を求めるまでのステップS21～S25は、図11と同じである。

【0050】

本実施形態は、図11の実施形態のステップS26の処理が、2つのステップS26a、S26bの処理からなる点にある。すなわち、図14に示す様に、SAD行列(i、j)の列間と行間に隣り合うSAD値によって、補間してなる補間SAD値を含む拡大配列された補間SAD行列を求め(S26a)、この補間SAD行列における最小SAD値の位置を求め、その最小SAD値の位置に切出し画像25の中心が移動したものとして、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正し、切出し画像25の移動先の座標を算出する(S26b)。

【0051】

すなわち、SAD配列(i、j)の列間と行間に、隣り合う指標値によって補間してなる補間SAD値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を求め、その拡大配列において最小指標値の位置を求めることにより、画像の一致度が最も高い

局所画像の位置の解像度を高くするようにしたのである。これにより、解像度が高くなった分だけ、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとすることができる。

(実施形態5)

図15に上記のサブピクセル法をさらに改善してなる高速サブピクセル法の処理手順を示す。この高速サブピクセル法は、サブピクセル法によればSAD値及び補間SAD値の演算数が多く、演算処理に時間がかかることから、サブピクセル法を高速化することにある。

【0052】

すなわち、本実施形態は、実施形態4のステップS26a, bの処理が、3つのステップS26c～eの処理からなる点にあり、基本的にはSAD配列(i, j)の隣り合う指標値によって補間してなる補間SAD値のサブピクセルを配列し、その配列において最小SAD値の位置を求めて、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くする点は同じ考え方である。実施形態4と異なる点は、図16に示す様に、SAD行列(i, j)における最小SADの位置を中心に、その行列(i, j)よりも小さい配列のサブSAD行列を切出し(S26c)、このサブSAD行列における隣り合うSAD値によって補間してなる補間SAD値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を作成し(S26d)、その拡大配列において最小SAD値の位置を求め、その最小SAD値の位置に切出し画像25の中心が移動したものとして、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正し、切出し画像25の移動先の座標を算出する(S26e)。

【0053】

つまり、SAD行列(i, j)における最小SAD値の位置を中心に、その配列よりも小さい配列の拡大配列を求めて、計算量を少なくして高速化することにある。したがって、この方法によれば、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとするに加えて、処理時間を短縮できる。

(実施形態6)

本実施形態は、超音波撮影法により撮影して得られる動画像による生体組織の追跡処理に適用できるものである。特に、動画像に対応するRF信号を記憶して

おき、SAD法により求めた画像の一致度が最も高い局所画像の位置を、RF信号を用いて補正することにより、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとするにある。

【0054】

図17に示すように、超音波診断装置17から動画像、及びその動画像の再構成に用いたRF信号（超音波エコー信号を受信処理した信号）が、それぞれオンライン又は記録媒体を介して画像記憶部1及びRF信号記憶部18に格納されるようになっている。RF信号記憶部18は、信号伝送路6を介して自動追跡部4に接続されている。また、自動追跡部4に移動量補正部13が設けられている。

【0055】

図18に、本実施形態の主要部の処理手順を示す。本実施形態の追跡処理の基本は、図11に示したSAD法を前提とする方法であり、図11のステップS27を図18のステップS27'～S31に置き換えたものである。つまり、図11のステップS26で求めた切出し画像の移動先座標を取込み、指定点23の移動先座標を算出する（S27'）。次に、切出し画像25の指定点23の座標と、一致度が最も高い局所画像27maxの指定点23の座標の周辺の画像に係るRF信号をRF信号記憶部18から抽出する（S28）。つまり、移動前後の指定点23の周辺画像のRF信号を抽出する。そして、移動前後のRF信号の相互相関をとり、その相関値を求める（S29）。この場合、まず、移動前後の何れかのRF信号をSAD法で求めた移動量（画素数）に対応する分だけ時間軸をずらし、両者の相互相関（例えば、積和演算）をとりながら、移動前後の何れかのRF信号をずらす。そして、求めた相互相関値が最大値となるずれ量 τ が、RF信号による移動量の補正值として求められる（S30）。そして、先にSAD法で求めた指定点の移動量に、RF信号を用いて求めた指定点の移動量の補正值を加算して、指定点の移動量を補正する（S31）。

【0056】

ここで、移動前後のRF信号の相互相関値の最大値が、指定点の移動量の相関すること、及びそれにより指定点の移動量を補正することにより、位置の計測精度が向上する理由を、図19を用いて説明する。なお、図19（a）においては、

移動前の指定点周辺のRF信号41と、移動後の指定点周辺のRF信号42の時間軸を、SAD法で求めた移動量に基づいてずらした状態で示している。そして、例えば、RF信号41の時間軸を正負何れかの方向にずらしながらRF信号42との相互相関を計算すると、同図(b)に示す最大値を示す相互相関値43が得られる。このRF信号41とRF信号42のずらした位相差を τ とすると、この移動量 τ がSAD法の移動量に加えて補正すべき移動量に相当する。これにより、SAD法の移動量の計測精度を向上できる。

【0057】

以上説明したように、本発明の各実施形態によれば、次のような効果が得られる。

【0058】

まず、心臓の各部の動きを定量的に計測することができることから、例えば心筋動態追跡あるいは心筋厚の変化を定量的に計測することにより、虚血性心疾患において例えば虚血部位を特定することができる。また、心筋動態を定量化できるから、虚血の程度がわかり、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位を特定する際の指標にできる。

【0059】

また、弁輪部の動きを定量的に追跡することにより、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つ可能性がある。

【0060】

また、本発明は、心臓の各部位の動きを計測することに限らず、生体組織の動きを観察したい部位であれば、どのような部位の生体組織にも適用できることは明らかである。例えば、頸動脈などの大血管壁の脈波計測に適用できる。この場合、血管壁の長手方向に複数の指定部位を設定し、それらの指定部位の移動量を定量的に計測して比較することにより、動脈硬化の程度がわかる。

【0061】

また、上述の実施形態は、オフラインで行なう例について説明したが、ブロックマッチング法の処理に係る速度を向上すれば、オンラインあるいはリアルタイムの動画像にも適用できる。

【0062】

また、上述の実施形態は、2次元の断層像を例に説明したが、3次元断層像にも適用できることはいうまでもない。

【0063】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、断層像を用いて組織の動きを定量的に計測することができる。また、他の発明によれば、組織の動きに関する種々の情報を定量的に計測することができる。さらに他の発明によれば、組織の動きの軌跡を画像上に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明の生体組織の動き追跡方法の一実施形態の処理手順を示す図である。

【図2】

図2は、図1の生体組織の動き追跡方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。

【図3】

図3は、本発明の生体組織の動き追跡を、心臓の断層像に適用して説明するための図である。

【図4】

図4は、本発明に係るブロックマッチング法の一実施形態を説明する図であり、(a)は切出し画像の一例を、(b)は検索領域の一例を示す図である。

【図5】

図5は、本発明の追跡方法により計測された生体組織の動きに関する計測情報の表示画像の例である。

【図6】

図6は、心壁を挟んで設定された2つの指定点の距離と、その距離の変化を計測してグラフにして表示した例である。

【図7】

図 7 は、心壁部に複数の指定点を設定し、それらの動きを追跡して得られる各種の移動情報を画像にして表示した例である。

【図 8】

図 8 は、心筋内部の全体に渡って複数の指定点を設定して、それらの指定点の動きに基づいて計測した種々の情報の表示例である。

【図 9】

図 9 は、心筋内壁に沿って複数の指定点を設定し、その動きの情報の表示画像例である。

【図 10】

図 10 は、図 1 の処理手順を変形した本発明の実施形態 2 の追跡処理手順の図である。

【図 11】

図 11 は、指定点の画像追跡処理に係る SAD 法の主要部の処理手順を示す図である。

【図 12】

図 12 は、SAD 法による画像追跡処理を、具体例を用いて説明する図である。

【図 13】

図 13 は、図 11 の SAD 法を改善したサブピクセル法の処理手順を示す図である。

【図 14】

図 14 は、サブピクセル法を具体例を用いて説明する図である。

【図 15】

図 15 は、サブピクセル法をさらに改善してなる高速サブピクセル法の処理手順を示す図である。

【図 16】

図 16 は、高速サブピクセル法を具体例を用いて説明する図である。

【図 17】

図 17 は、本発明を超音波診断装置に適用してなる一実施形態の画像診断装置

のブロック図である。

【図 18】

図 18 は、図 11 の SAD 法を改善した RF 信号補正法の処理手順を示す図である。

【図 19】

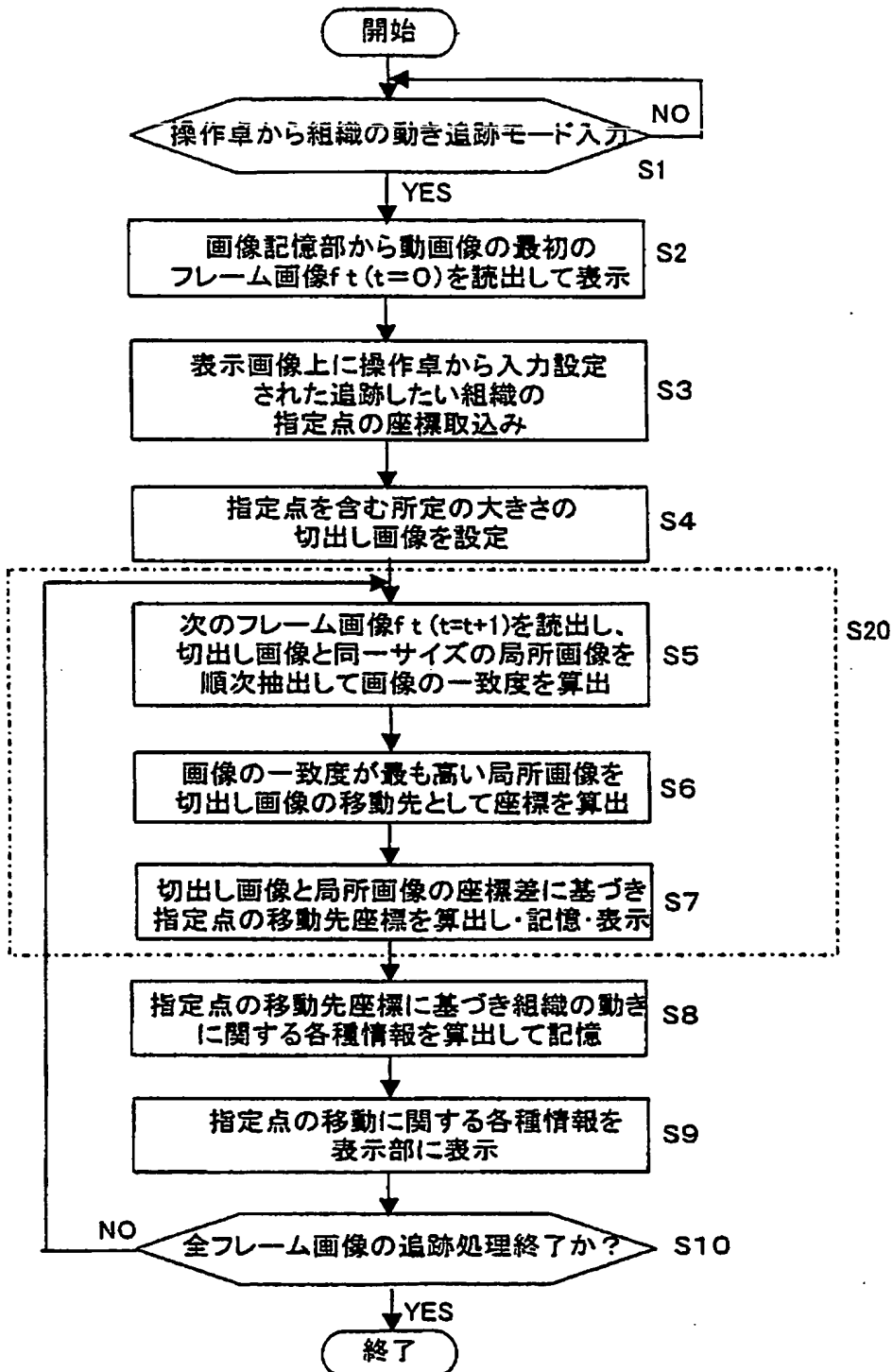
図 19 は、RF 信号補正法を説明する図である。

【符号の説明】

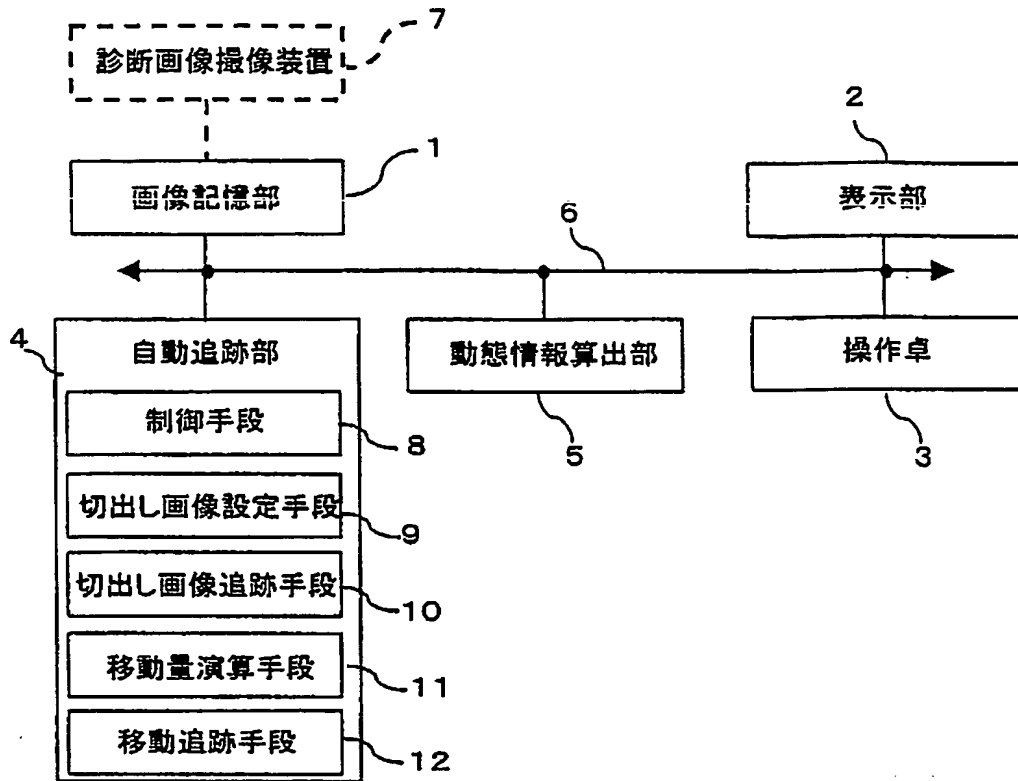
- 1 画像記憶部
- 2 表示部
- 3 操作部
- 4 自動追跡部
- 5 動態情報演算部
- 6 信号伝送路
- 7 診断画像撮像装置
- 8 制御手段
- 9 切出し画像設定手段
- 10 切出し画像追跡手段
- 11 移動量演算手段
- 12 移動追跡手段

【書類名】 図面

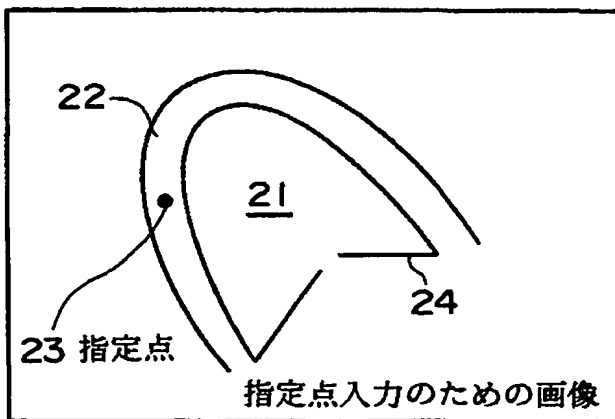
【図 1】



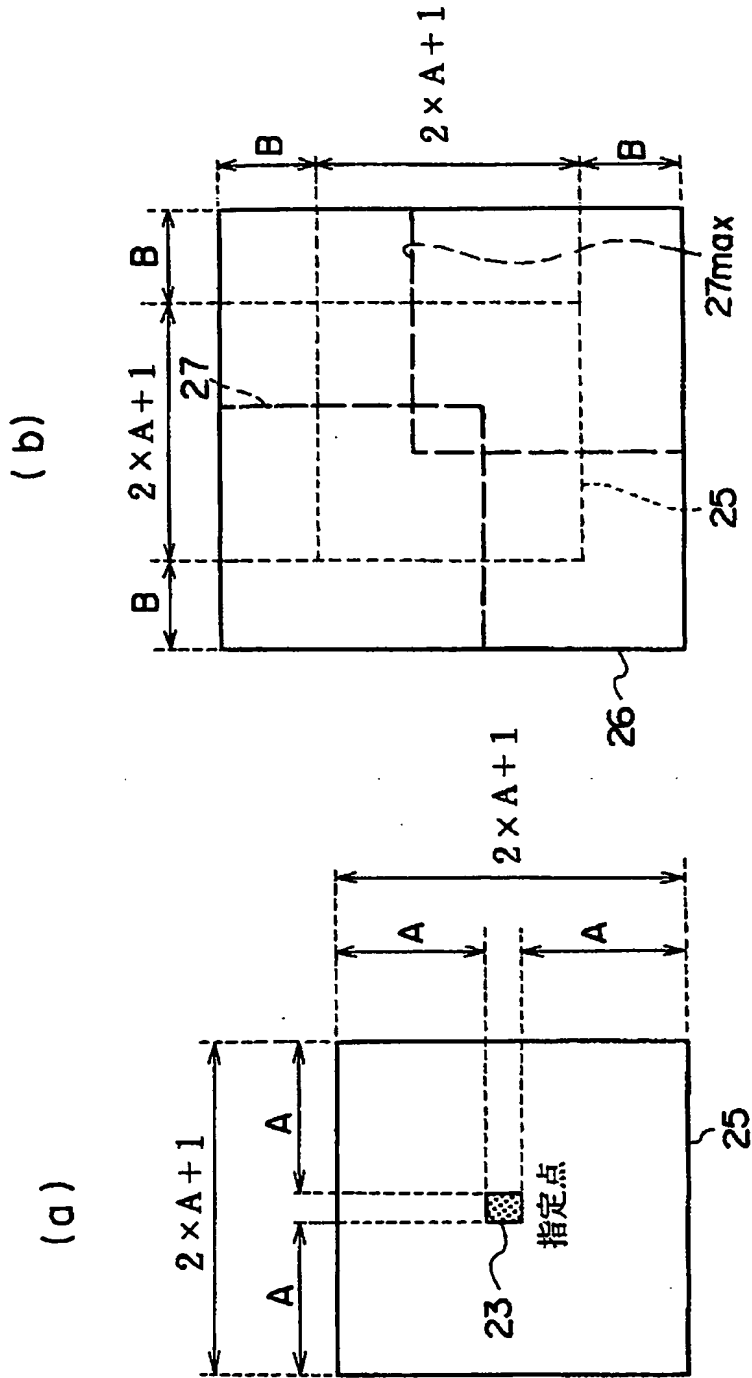
【図 2】



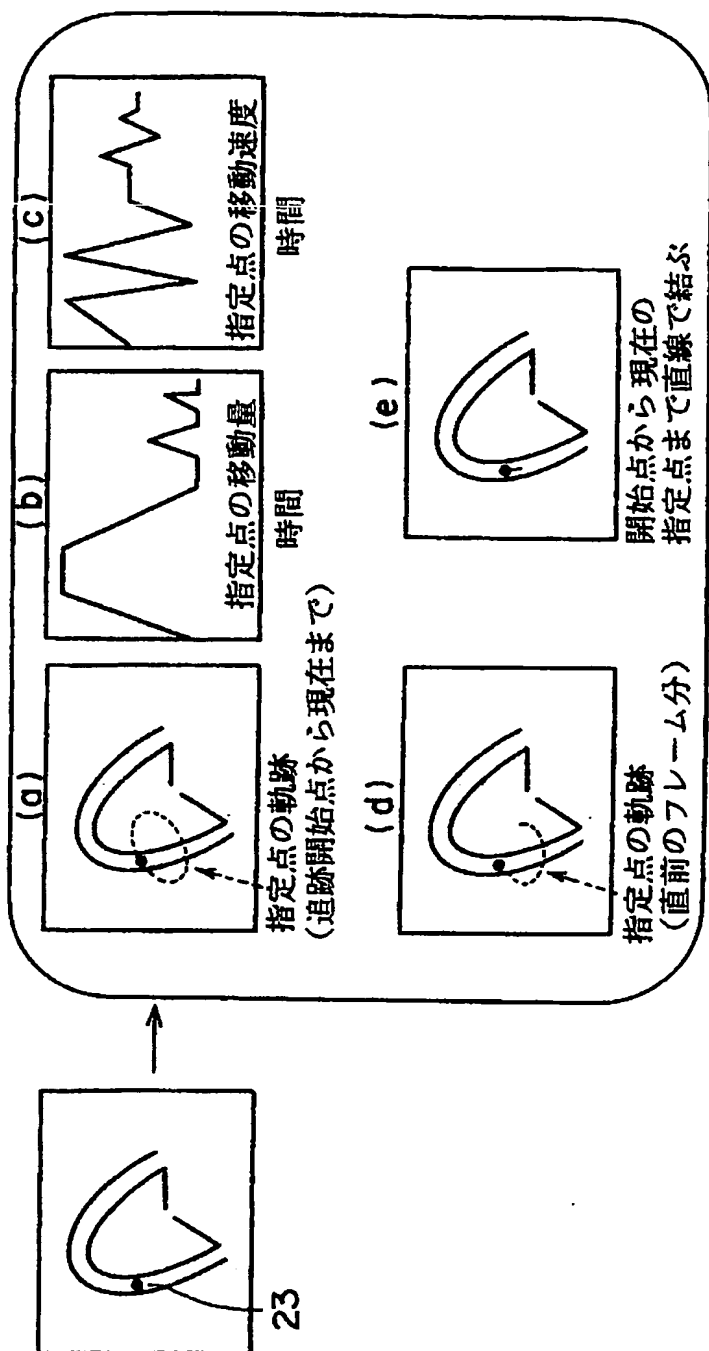
【図 3】



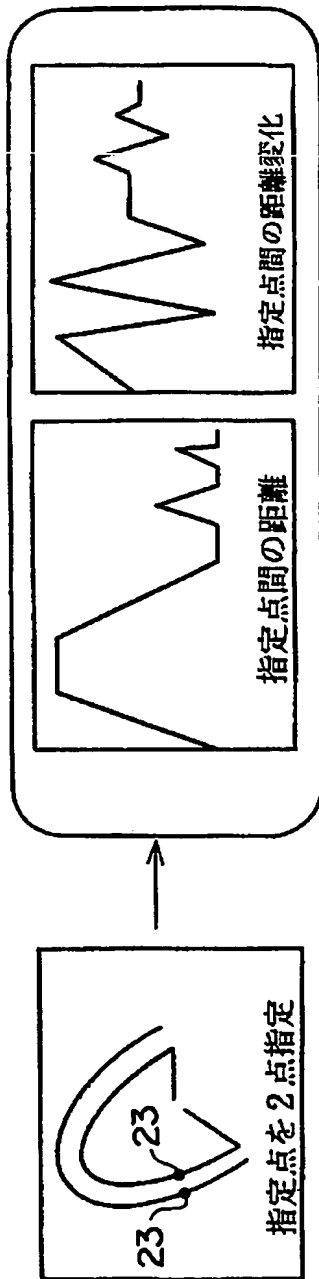
【図 4】



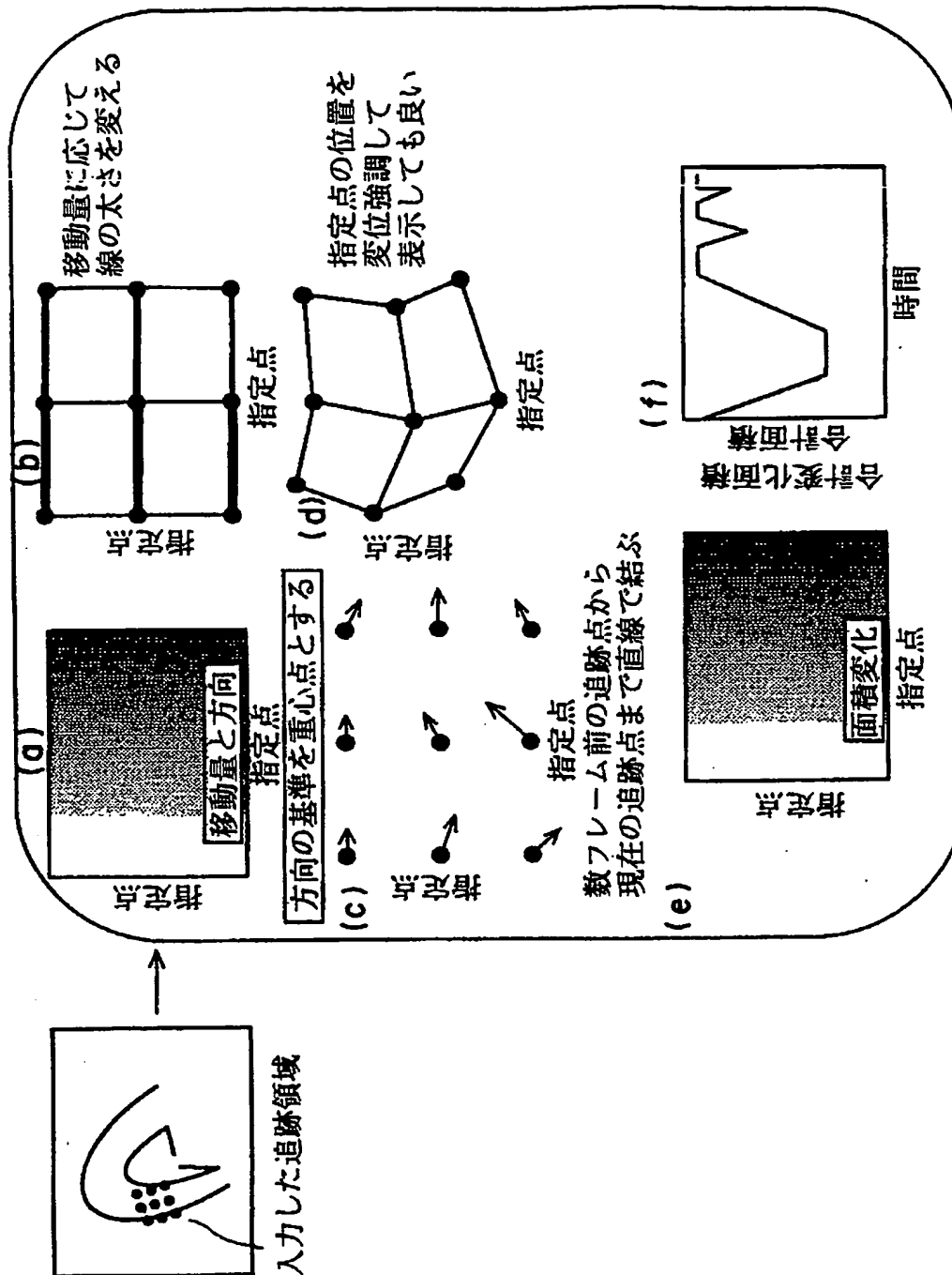
【図 5】



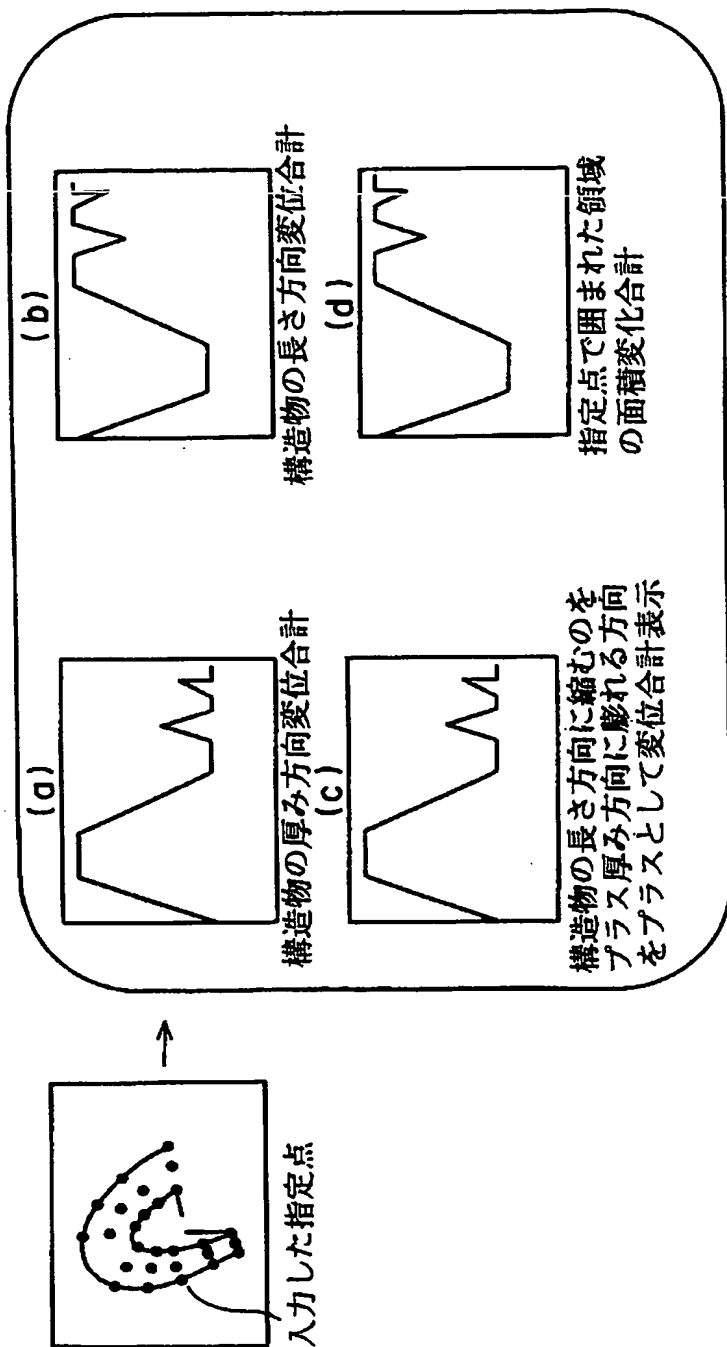
【図 6】



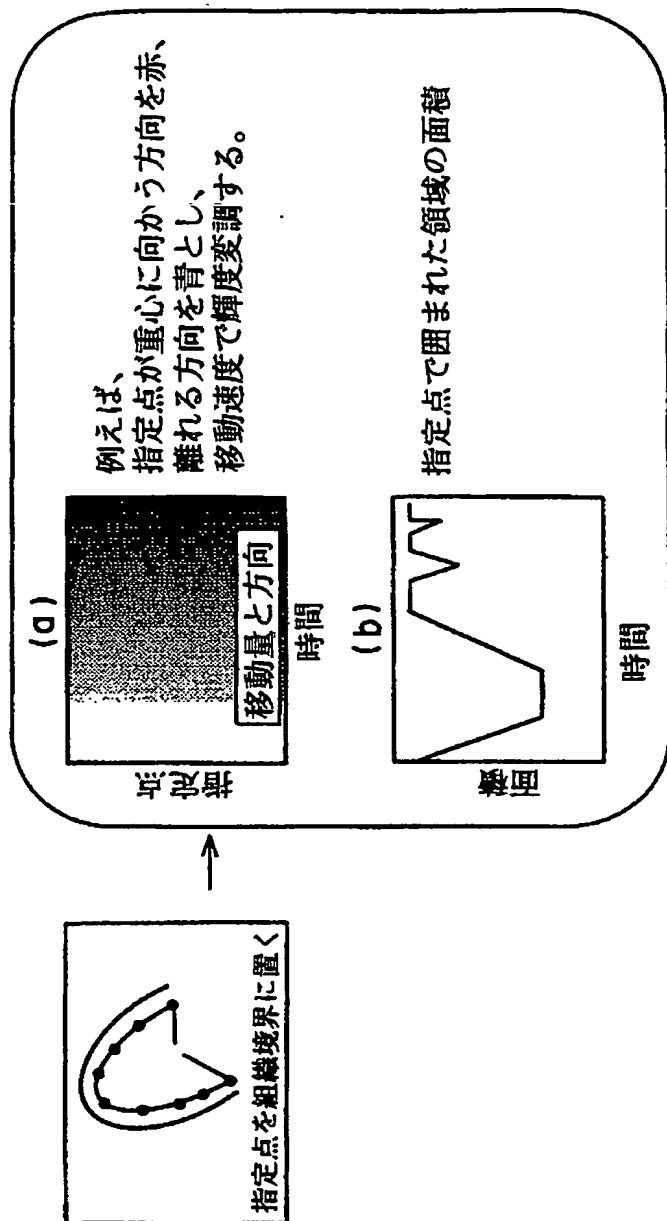
【図 7】



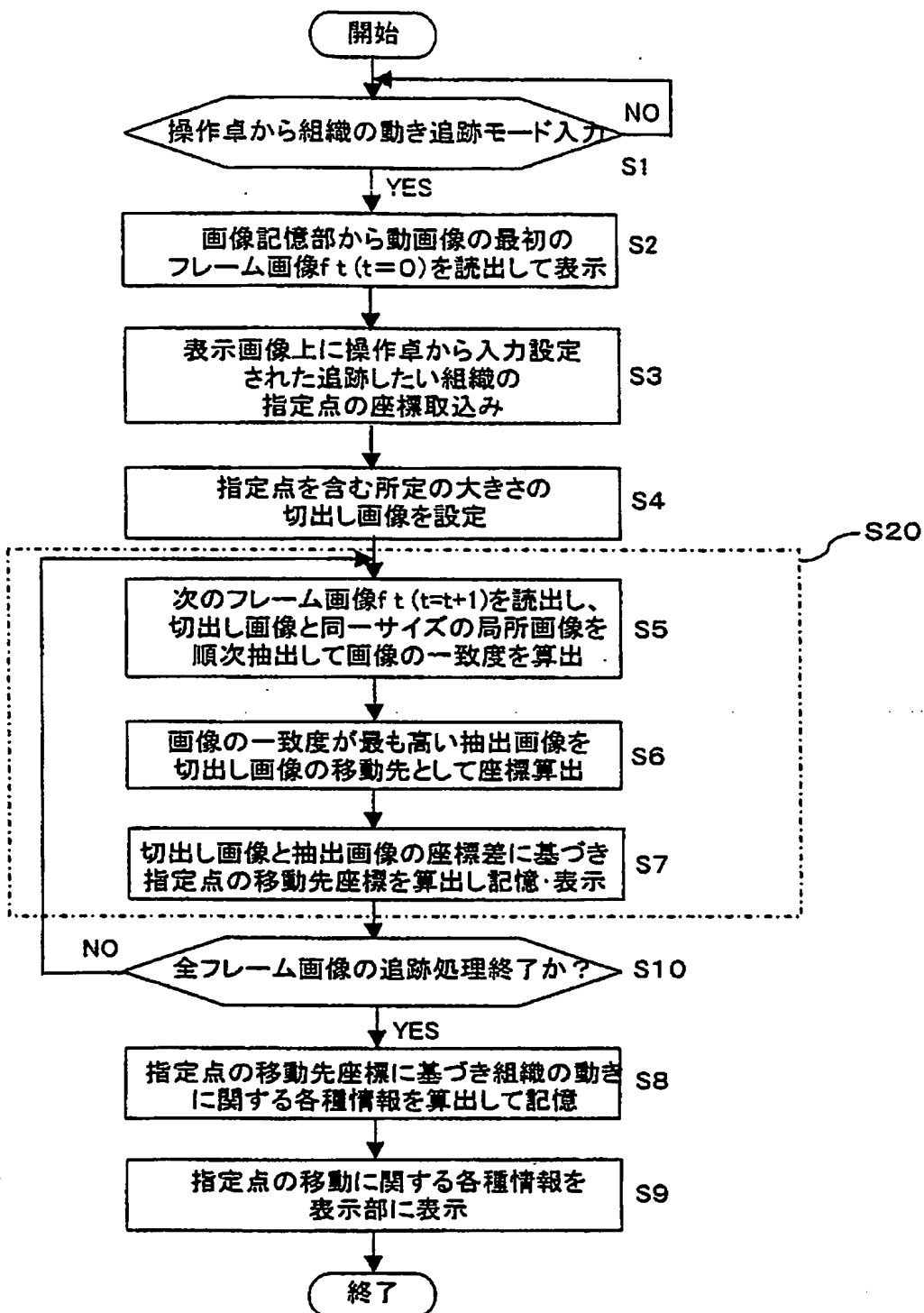
【図 8】



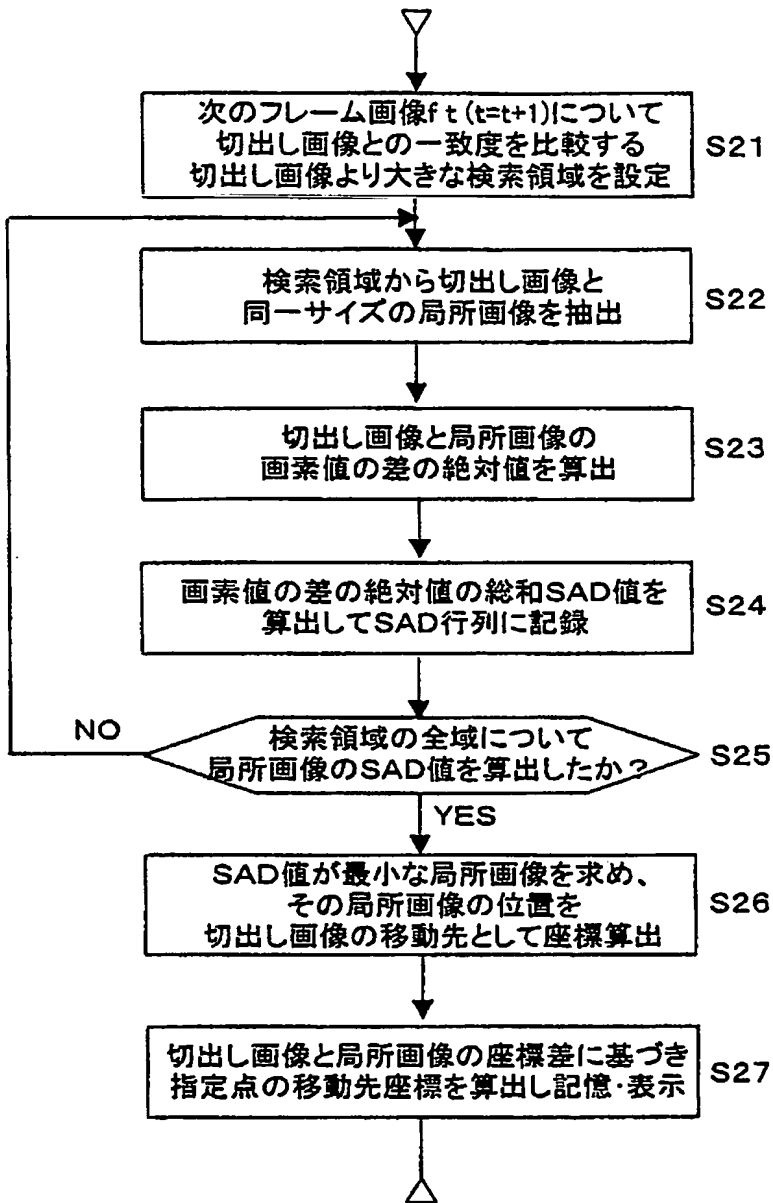
【図9】



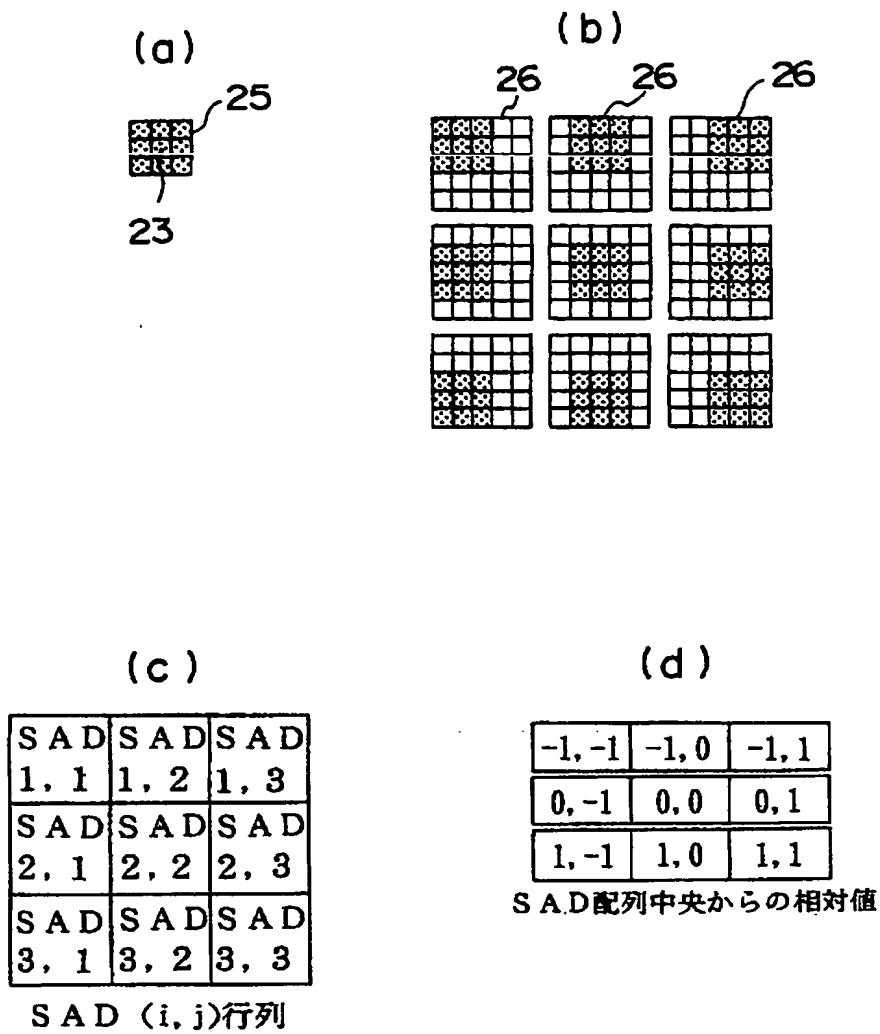
【図 10】



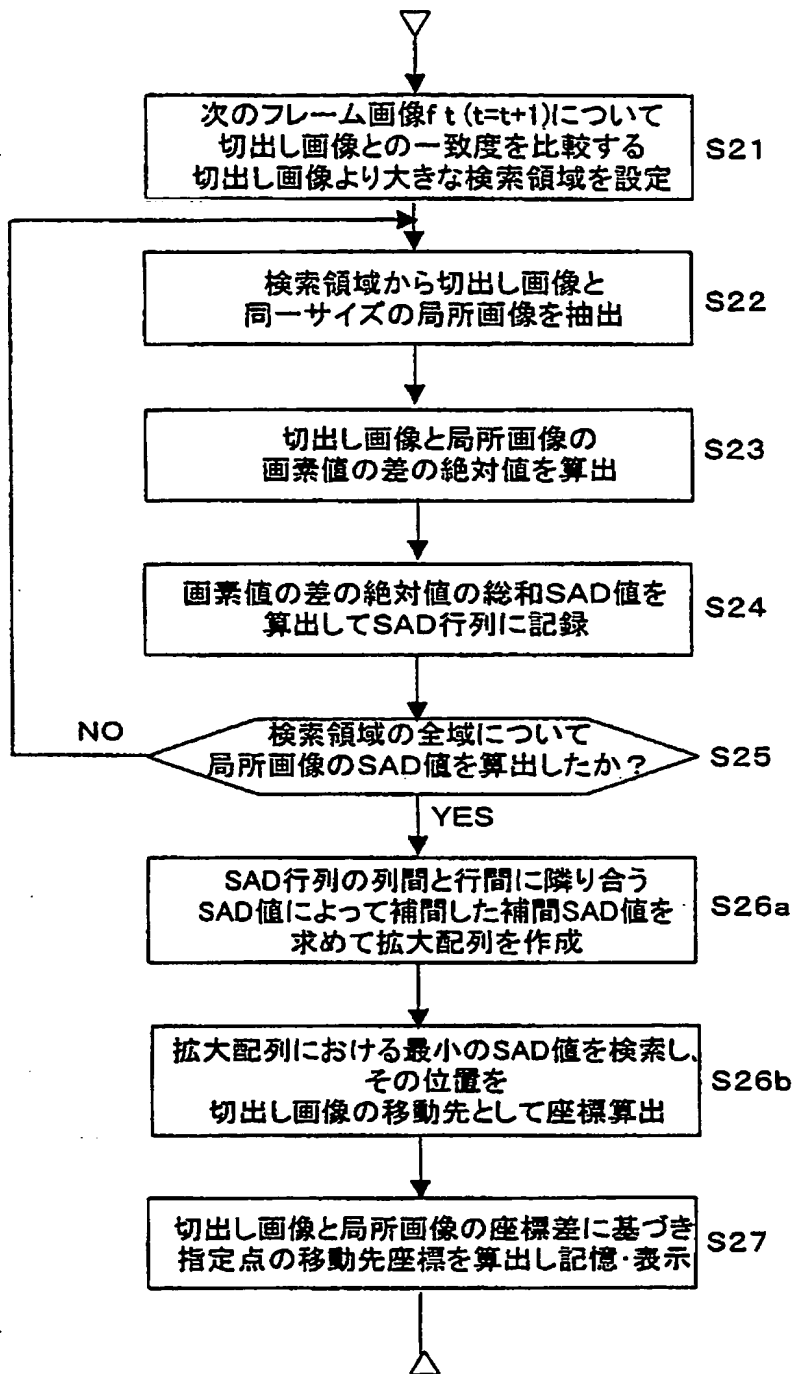
【図 11】



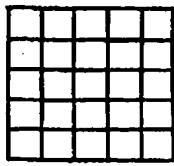
【図 12】



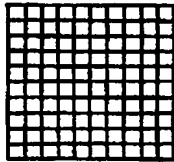
【図 13】



【図 14】

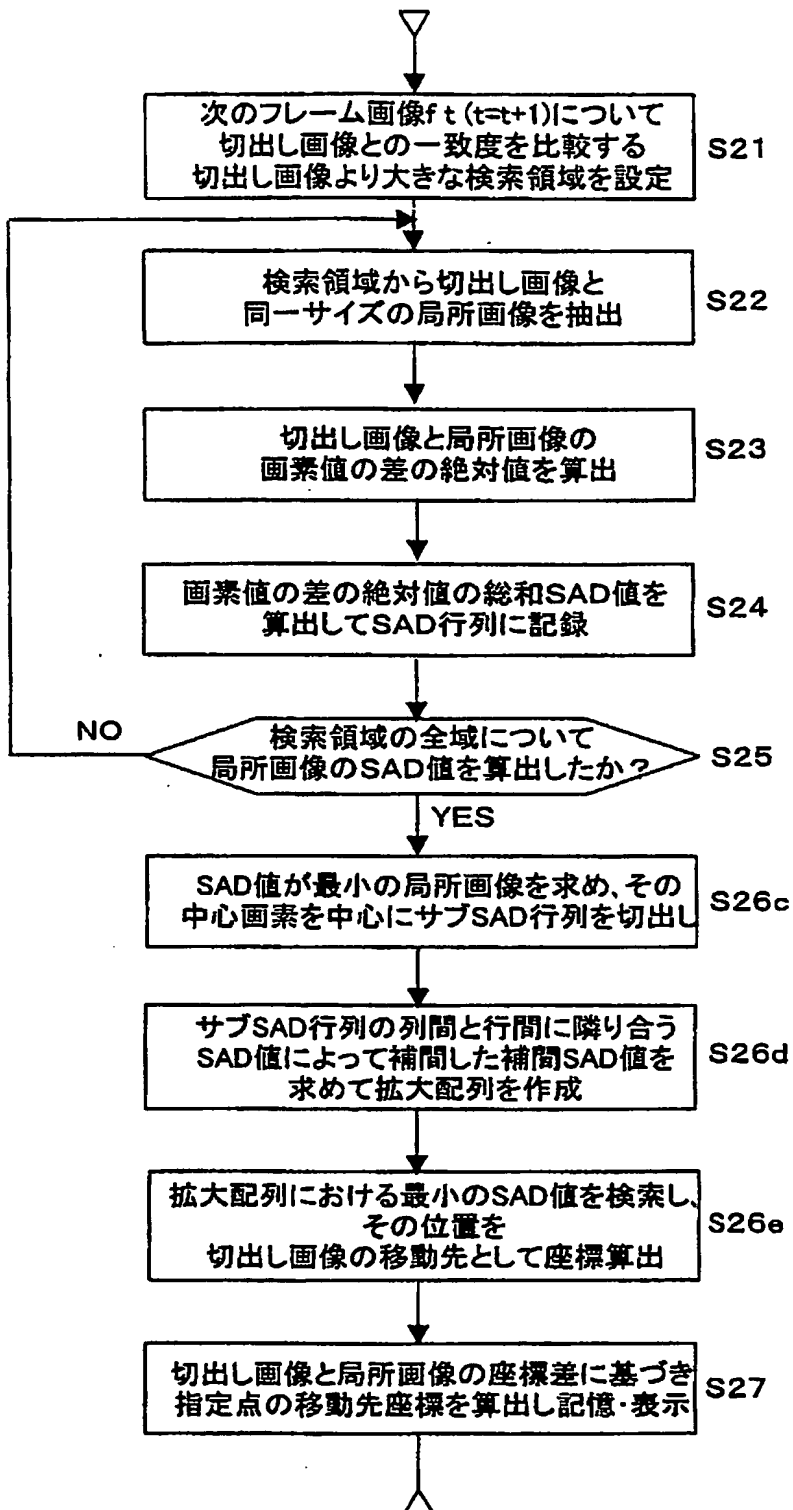


SAD 配列

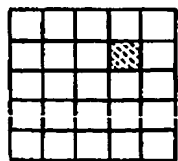


補間した SAD 配列

【図 15】

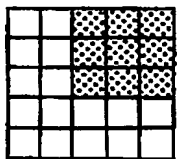


【図 16】



SAD 配列

■ SAD 値最小



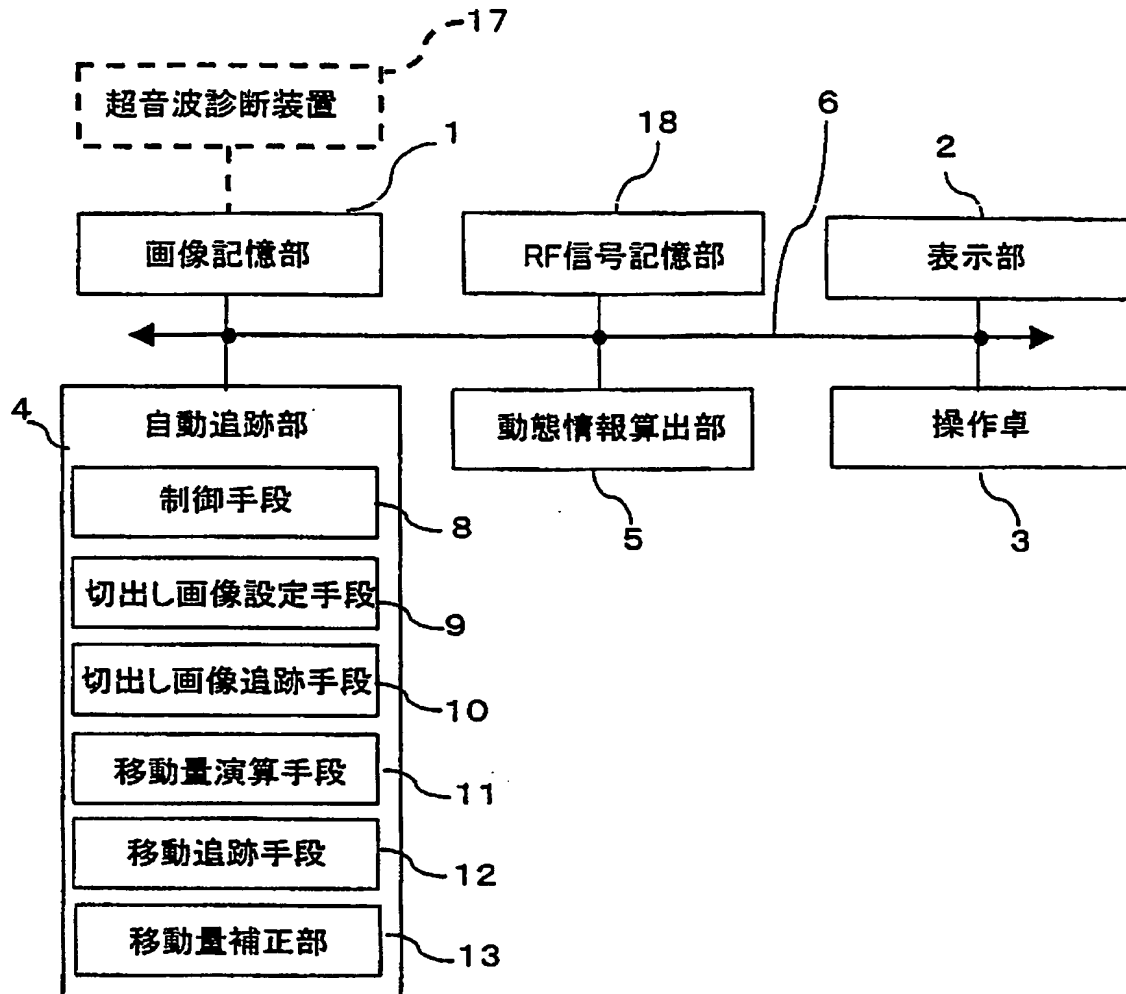
SAD 配列

■ 抽出領域

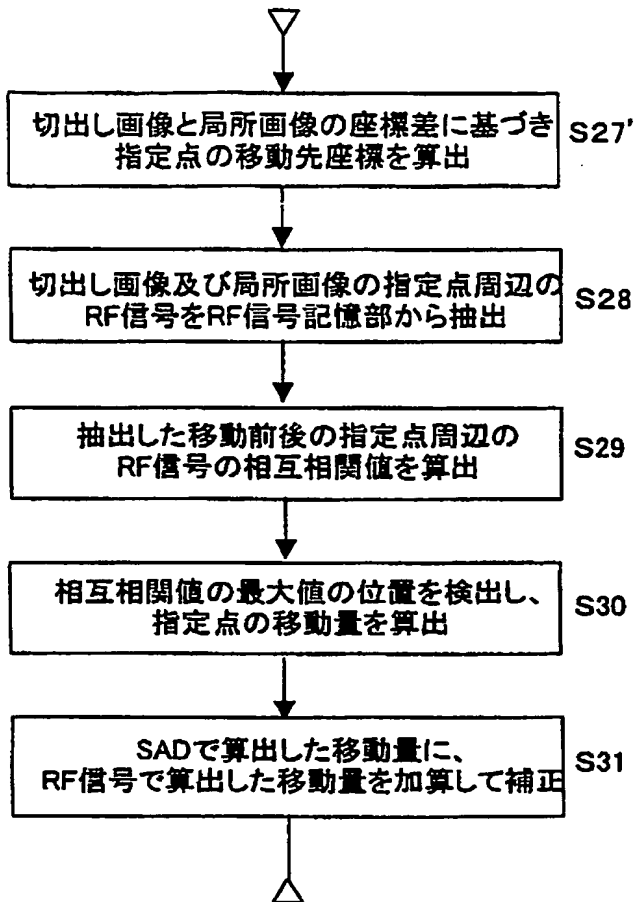


補間した SAD 配列

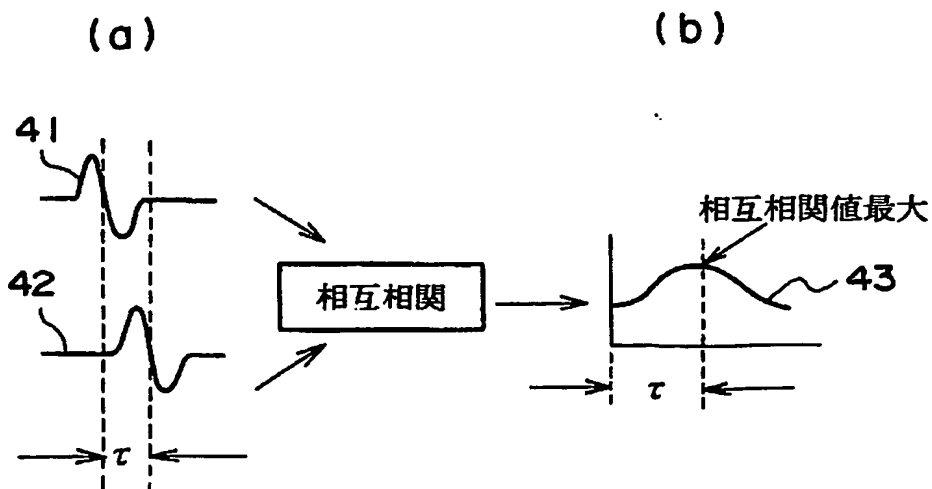
【図 17】



【図18】



【図19】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 断層像を用いて組織の動きを定量的に計測すること。

【解決手段】 被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を表示し（S 2）、表示された一のフレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させ（S 3）、その指定部位を含むサイズの切出し画像を一のフレーム画像に設定するとともに（S 4）、動画像の他のフレーム画像を検索して切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出し（S 5、6）、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差に基づいて指定部位の移動先座標を求めることにより（S 7）、組織の動きを定量的に計測する。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 2 - 2 6 6 8 6 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ